

## 基礎論文

# 自己運動感を伴う映像の動きベクトルによる 生体影響評価法

木竜 徹<sup>\*1</sup> 南保 洋子<sup>\*1</sup> 野村 恵里<sup>\*1</sup> 板東 武彦<sup>\*2</sup> 小林 直樹<sup>\*3</sup>

Assessment of Cybersickness under Vection-Induced Images by Motion Vectors

Tohru Kiryu<sup>\*1</sup>, Yoko Nambo<sup>\*1</sup>, Eri Nomura<sup>\*1</sup>, Takehiko Bando<sup>\*2</sup>, and Naoki Kobayashi<sup>\*3</sup>

**Abstract** - There are some problems in relation to unpleasant feeling or cybersickness due to visual stimulus produced by current digital imaging technology. We specified the time-frequency representation (TFR) of image motion vectors that would affect the autonomic nervous activity under vection-induced images. Referring to the trigger points of cybersickness determined by autonomic nervous activity related indices, we found that the TFR contains both the lower frequency components under 3 Hz with several seconds and the higher frequency components with several hundreds milliseconds. Moreover, the similarity between different image motion vectors, which characterizes the TFR by  $\cos^2\theta$  between different vectors, changed similarly as the distribution of trigger points of cybersickness in time.

**Keywords:** cybersickness, vection-induced images, motion vector, autonomic nervous activity, time-frequency representation, similarity

## 1. はじめに

自分自身は停止しているにもかかわらず視覚刺激によりあたかも自分が動いているかのように知覚される感覚を自己運動感 (Vection) と呼ぶ。自己運動感とは臨場感を与える一方で、酔い (Motion Sickness) あるいは Cybersickness) を引き起こす場合がある[1], [2]。人が三次元的な環境のなかで移動することによる酔いの研究は 1990 年代後半に盛んに行われ、バーチャルリアリティにおける健康や安全に関する調査でも重要な項目として触れられている[3]。酔いの研究では、一定方向に動くストライプやランダムドットなどによるオプティカルフローを用いた視覚刺激を用い、被験者による自己運動感の主観評価[4]や、重心動揺[5]、頭部や眼球の動きを測定した数々の報告がある[6]-[10]。その結果、自己運動感が生じるためには、周辺部分が重要であり、広い視野角を有する大画面などを用いることにより、自己運動感を感じやすくなる。また、急激な変化や、地平線などの遠方の視覚情報の動きが重要であることが判明している。

酔いの発現メカニズムについて、有力な説の 1 つ

に感覚不一致説がある[7], [9]。すなわち、人が能動的に歩いているような場合には、複数の感覚情報間に矛盾が生じることはない。しかし、大きなスクリーンで動きの激しい映像を見ているような場合、視覚からはまるで自分が移動しているかのような情報が与えられるにもかかわらず、前庭系からの感覚情報は変化しないという不一致が生じる。このような、情報を統合する際の個々の情報間のズレが酔いの原因であると言われている。

近年、MPEG (Moving Picture Experts Group) に代表される動画のデジタル化、圧縮符号化技術の発達により、様々なサイズ、分解能、フレームレートの映像が世の中に登場してきた。その様な映像に対して品質の主観的評価、客観的評価は行われているが[12]、生体に与える影響については十分な議論がなされていない。一方、映像酔いの研究では、映像視聴時の生体信号から自律神経系への影響を評価する方法が試みられ、映像は記述的に表現されたに過ぎない[11], [13]。

映像圧縮技術では、現在の画像を過去から予測することで情報の圧縮を行っている。このとき、過去から現在への画像の動き量 (動きベクトル) を求めている。そこで、映像を定量化するため映像の動きベクトルに着目した。動きベクトルを使用することにより、オプティカルフローなどのような単純な映像ばかりでなく、実写の映像の動きを定量的に評価

<sup>\*1</sup>新潟大学大学院自然科学研究科

<sup>\*2</sup>新潟大学大学院医学総合研究科

<sup>\*3</sup>NTT 東日本 研究開発センター

<sup>\*1</sup> Graduate School of Science and Technology, Niigata University

<sup>\*2</sup> Graduate School of Medicine and Dental, Niigata University

<sup>\*3</sup> NTT East R & D Center

することが可能になる。また、映像圧縮で用いられている動きベクトルにより、生体に影響を与える成分が特定できれば、映像圧縮時に酔いの程度をスクリーニングすることができるようになる。

ここでは、自己運動感のある映像の動きベクトルと生体信号との関係を探ることで、映像酔いのきっかけとなる動きベクトルの時間周波数構造を明らかにすることを目的とする。そこで、自己運動感のある映像を大画面で視聴した時の心電図、血圧、呼吸、発汗を連続計測し、計測した心電図から求めた RR 間隔、さらに血圧、呼吸の各時系列を時間周波数解析することにより、自律神経系の情報を推定した。一方、映像からはローカル、グローバルの 2 種類の動きベクトルを抽出し、映像のカメラモーションによる特徴を定量化した。その上で、自律神経系関連情報に映像酔いを示す特徴的な変化が見られた区間に注目し、酔いを引き起こすきっかけとなった時点におけるグローバルな動きベクトルの時間周波数構造を調べた。

## 2. 方法

### 2.1 動きベクトル

MPEG-1, 2 では動き補償 (Motion Compensation: MC) フレーム間予測と DCT (Discrete Cosine Transform) を用いたハイブリッド符号化方式を基本としている。MC では、被写体が動きを伴う場合、被写体の含まれる画像の一部を切り出し、動き量 (動きベクトル) だけずらして、それを次のフレームの画像として予測している。また、新しい画像符号化標準 MPEG-4 では、新たに VOP (Video Object Plane) という概念を取り入れ、背景や物体等のビデオオブジェクトごとに符号化することが可能となった。その一形態としてスプライト符号化がある。これは、カメラの動きのみを反映した背景画像を貼り合わせて 1 枚のパノラマ画像を作り、これを符号化に利用している。

ここでは、MC で用いられている小さな領域ごとの動きと、ビデオオブジェクト符号化で用いられるカメラの動きを映像の定量的な動的特徴として用いた。動きの領域の違いから、前者をローカルな動きベクトル (Local Motion Vector: LMV)、後者をグローバルな動きベクトル (Global Motion Vector: GMV) と呼ぶ。映像酔いに用いられているオプティカルフローは、ある 1 つの湧き出し点から広がり、反対方向の 1 点に収束する一連の流れであるのに対し、動きベクトルはフレーム毎の移動量にしかすぎない。特に、LMV は画像内の小領域の動きを表しており、全体がある方向へ向かうわけではなく、領域ごとにば

らばらな動きをする。逆に、GMV はカメラの動きであるので、ある方向への一連の動きを表している点においては、オプティカルフローに近い。

#### 2.1.1 ローカルな動きベクトル

ブロックマッチング法[14]を用いてブロックごとのローカルな動きベクトルを検出した。いま、任意のブロックにおける動きベクトル  $v_{u,v}$  を、

$$v_{u,v} = \begin{bmatrix} v_x & v_y \end{bmatrix}_{u,v}^T \quad (1)$$

とする。但し  $v_x$ ,  $v_y$  は動きベクトル  $v_{u,v}$  の水平および垂直成分である。また、ブロックの左上の絶対座標は  $(u,v)$  である。

$N \times N$  pixel からなるブロックをテンプレートとし、似たブロックが前のフレームにないか探索範囲の中を動かし、最も誤差の小さいときのずれを動きベクトル量とする。動きベクトルは次式で表される。

$$\begin{bmatrix} v_x \\ v_y \end{bmatrix}_{u,v} = \arg \text{Min}_{m,n} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N |f_i(i,j) - f_{l-1}(i+m,j+n)|^2 \quad (2)$$

$$-N^2/2 \leq m, n \leq N^2/2$$

但し、 $l$  はフレーム番号、 $f_i(i,j)$  は相対座標  $(i,j)$  における画素値 (輝度, 色差)、 $\arg \text{Min}_{m,n}(\alpha)$  は  $m,n$  の探索範囲で  $\alpha$  を最小にする  $(m,n)$  を返す関数である。

実験に用いた映像の画面サイズ (解像度) は  $365 \times 288$ ,  $365 \times 240$  pixel, フレームレートは 30 frame/sec である。動きベクトルのブロックサイズを  $8 \times 8$  pixel とし、ブロックを 4 pixel シフトさせながら動きベクトルを求めた。さらに、動きベクトルを画面において大きな領域ごとにまとめるため、セクションに分けた。画面を  $5 \times 5$  の 25 個のセクションに分け、そのセクション毎に動きベクトル成分の平均 (average) をとり、動きベクトル成分時系列とした。セクションの定義は以下のようにする。

$$S_{p,q} = \begin{bmatrix} s_x & s_y \end{bmatrix}_{p,q}^T = \text{average} \left( \sum_{\alpha=\alpha_0}^{\alpha'} \sum_{\beta=\beta_0}^{\beta'} v_{\alpha,\beta} \right)$$

$$\alpha_0 = (U/4)/5 \times (p-1) + 1, \quad \alpha' = (U/4)/5 \times p \quad (3)$$

$$\beta_0 = (V/4)/5 \times (q-1) + 1, \quad \beta' = (V/4)/5 \times q$$

ここで、画面サイズを  $U \times V$  pixel としている。また、セクション毎の動きベクトル時系列の総サンプル数を  $L$  とすると、動きベクトル時系列は  $\{S_{p,q}(l)\}_{l=1}^L$  となる。また、動きベクトルは 2 つの成分で表されるので、水平方向 ( $s_x$ ) を左右の動きベクトル成分、垂直方向 ( $s_y$ ) を上下の動きベクトル成分と分けて考えた。

### 2.1.2 グローバルな動きベクトル

スプライト生成を目的としたグローバルな動きベクトルの算出法にボトムアップ的な手法がある。これは、局所的な動きベクトルを特徴空間にてクラスタリングし、最大クラスタの重心をグローバルな動きベクトルとする方法である。この手法を基本とし、アウトライヤ（外れデータ）の影響を少なくし、局所的動きベクトルのあいまい性を排除した方法が考案されている[15]。ここではこの手法を用いてグローバルな動きベクトルを算出する。カメラモーションにはズーム（カメラの焦点距離の移動）、ロテート（レンズの光軸を中心とした回転）、パン（カメラの横振り）、チルト（カメラの縦振り）、ドリー（カメラ位置の前後の移動）、トラック（カメラ位置の水平方向の移動）、ブーム（カメラ位置の垂直方向の移動）の7種類がある。座標 $(u, v)$ において、これらのカメラ操作によって生じる動きベクトル $w_{u,v}$ は次式で表される。

$$w_{u,v} = \begin{bmatrix} w_x \\ w_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a'_{zoom} & b_{rotate} \\ -b_{rotate} & a'_{zoom} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{pan} \\ d_{tilt} \end{bmatrix} + \frac{1}{z} \left\{ \begin{bmatrix} a'_{doly} & 0 \\ 0 & a'_{doly} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{track} \\ d_{boom} \end{bmatrix} \right\} \quad (4)$$

但し、 $a'_{zoom} = a_{zoom} - 1$ 、 $a'_{doly} = a_{doly} - 1$ である。ここで、 $a_{zoom}$ 、 $a_{doly}$ 、 $b_{rotate}$ 、 $c_{pan}$ 、 $c_{track}$ 、 $d_{tilt}$ 、 $d_{boom}$ はそれぞれ、ズーム、ドリー、ロテート、パン、トラック、チルト、ブームのカメラ操作によって決まるパラメータである。また、 $z$ は物体からカメラまでの奥行きとする。

式(4)の動きベクトルを位置座標で偏微分すると以下の式(5)、(6)が得られる。

$$a'_{zoom} + \frac{1}{z} a'_{doly} = \frac{\delta w_x}{\delta u} = \frac{\delta w_y}{\delta v} \equiv w_{scale} \quad (5)$$

$$b_{rotate} = \frac{\delta w_x}{\delta v} = -\frac{\delta w_y}{\delta u} \equiv w_{rotate} \quad (6)$$

よって、 $\frac{\delta w_x}{\delta u} = \frac{\delta w_y}{\delta v}$ の特徴空間において、 $w_{u,v}$ がズームとドリーの拡大・縮小パラメータを反映していれば、

微分値は直線 $\frac{\delta w_x}{\delta u} = \frac{\delta w_y}{\delta v}$ 上に分布する。同様に、 $w_{u,v}$ がロテートの回転パラメータを反映していれば、

$\frac{\delta w_x}{\delta v} = -\frac{\delta w_y}{\delta u}$ の特徴空間において、直線 $\frac{\delta w_x}{\delta v} = -\frac{\delta w_y}{\delta u}$ 上に

微分値は分布する。このように、ブロック毎に求めたローカルな動きベクトルについて、偏微分を行い、

特徴空間にマップしていく。この分布をクラスタリングし、その重心を求め、その重心をそれぞれ、拡大・縮小パラメータ、回転パラメータとする。クラスタが複数の場合は、領域が最大となるクラスタの重心を代表値とした。実際の計算では、偏微分を差分法により近似し、近傍の動きベクトルでは差がないので、 $N$ ブロック離れた動きベクトルのすべての組み合わせにおいて差分を求め、 $N$ で除した値をマップしている。

また、式(5)、(6)の結果を用いて式(4)を変形すると、式(7)が得られる。

$$\begin{bmatrix} c_{pan} \\ d_{tilt} \end{bmatrix} + \frac{1}{z} \begin{bmatrix} c_{track} \\ d_{boom} \end{bmatrix} = w_{u,v} - w_{scale} - w_{rotate} \equiv w_{trans} \quad (7)$$

同様に、 $w_{u,v}$ がパン、トラック、チルト、ブームの移動パラメータを反映していれば、微分値は任意の直線 $v = \alpha u + \beta$ 上に分布する。この分布の重心を移動パラメータとする。

以上より、拡大・縮小パラメータ、回転パラメータ、移動パラメータが求められる。しかし、ズームとドリーの厳密な分離は困難であるため、拡大・縮小パラメータ、回転パラメータ、水平および、垂直方向への移動パラメータの4種類を算出する。ここでは、拡大・縮小パラメータをズーム、回転パラメータをロテート、水平及び、垂直方向への移動パラメータをパン、チルトと呼ぶこととする。これらのグローバルな動きベクトル時系列の総サンプル数を $L$ とすると、ズームの時系列は $\{w_{scale}(l)\}_{l=1}^L$ 、ロテートの時系列は $\{w_{rotate}(l)\}_{l=1}^L$ 、パンの時系列は $\{w_{transx}(l)\}_{l=1}^L$ 、チルトの時系列は $\{w_{transy}(l)\}_{l=1}^L$ となる。

## 2.2 生体信号処理

心電図から推定したRR間隔、平均血圧時系列は不規則であるので、3次スプライン補間の後に等間隔時系列とした。ここで、サンプリング周波数は映像のフレームレート（30 frame/sec）に合わせるために30 Hzとした。呼吸は1 Hzで移動平均をとり平滑化し、同様に30 Hzでリサンプルした。

ここで、交感神経系と副交感神経系の活動を反映するといわれているMayer Wave帯域として0.1 Hz前後の低周波数（LF）帯域に着目した。また、副交感神経活動を反映すると言われている0.3 Hz前後の高周波数（HF）帯域に着目した[16]。具体的には、生体信号に対して対象とする帯域を分割し、Gabor関数による連続Wavelet変換を行った。すなわち、

LF 成分を 0.04~0.15 Hz 帯域 (6 分割) での振幅成分とし, RR 間隔時系列と平均血圧時系列から推定した ( $LF_{RR}$ ,  $LF_{BP}$ ). また, HF 成分を 0.15~0.45 Hz 帯域 (7 分割) での振幅成分とし, RR 間隔時系列と呼吸から求めた ( $HF_{RR}$ ,  $HF_{RES}$ ).

### 2.3 評価方法

画面の個々のセクションに見られる動きがどの程度 GMV の影響を受けているのか, つまり, 画面全体がカメラモーションと同じ方向に動いているかを判断するため, 25 セクションでの LMV (上下, 左右) と GMV (ズーム, パン, チルト) との相関関数 (区間長 1 sec (30 point), シフト長 1 point) を時系列として求め, 相関係数の絶対値が 0.7 以上となった区間の出現パターンを調べた.

一方, 生体情報に現れる映像酔いの特徴は様々な外的・内的要因によって引き起こされると考えられる. ここで, 映像酔いが現れたと思われる区間でストレスが増加すると, 交感神経系活動が優位となり (LF 成分が増大し), 安静状態で顕著に現れる HF 成分が減少することが予想される [17]. そこで, ひとつのトライアル全体にわたって各個人の LF 成分と HF 成分の平均値 ( $\mu_{LF}$  と  $\mu_{HF}$ ) を求め,  $\mu_{LF}$  の 120% より LF 成分が大きく,  $\mu_{HF}$  の 80% より HF 成分が小さな区間を自律神経系活動に影響がある区間の候補とみなした. その上で, 映像酔いを引き起こすきっかけとなった時刻を過去にさかのぼって LF 成分の極小値の時点として探索した. この様にして求めたき

っかけの時刻を被験者毎に求め, きっかけの時刻が最も集中する区間を特定した.

特定した映像酔いのきっかけの時刻が最も集中する区間での GMV の時間周波数構造を調べた (0.1~15 Hz を 31 分割した連続 Wavelet 変換による). さらに, この時間周波数構造を基準として映像の動きベクトルの特徴を求めめるため, 分割した帯域毎に GMV のパワーを求め (区間長 3 sec, シフト長 1 sec), ズーム, パン, チルトの順に並べた値を成分とする 93 次元のベクトル  $\mathbf{g}$  を定義した. その上で, きっかけの区間での時間周波数構造の特徴 ( $\mathbf{g}_0$ ) を他の区間と以下の単純類似度  $\sigma$  [18] で評価した.

$$\sigma = \cos^2 \left[ \frac{(\mathbf{g}_0 \cdot \mathbf{g})}{\|\mathbf{g}_0\| \cdot \|\mathbf{g}\|} \right] \quad (8)$$

### 3. 実験

映像は 80 インチスクリーン上に液晶プロジェクタ (TH-L795J, XGA 対応, 1024×768, 1400ANSI ルーメン, 松下電器製) を 2 台用いて投影するか, 輝度の高い液晶プロジェクタ (ELP-820, XGA 対応, 1024×768, 2500ANSI ルーメン, EPSON 製) 1 台で投影した. 被験者はスクリーンから 2 m 離れた位置で椅子に着座した状態で視聴してもらった. 実験中は室内の明るさは 10 ルックスとした.

心電図はディスプレイ電極を用い, 胸部双極誘導により計測した. 血圧はトノメトリ法による血

表1 マウンテンバイク (M), ボブスレー (B), バイクレース (BR) に対する被験者毎 (a~m) の映像酔いの結果. 主訴としての映像酔いあり (○), なし (×). 時間軸上でのきっかけの時刻 (x).

Table 1 Results of cybersickness for each subject under sports experiencing images (M: mountain bike, B: bobsleigh, BR: bike race). The subjective reports of cybersickness are marked by a circle. The events of cybersickness are plotted on the time axis for two types of conditions using autonomic nervous activity related-indices.

Subj.	M	B	BR	(HF <sub>RR</sub> , LF <sub>RR</sub> )					(HF <sub>RES</sub> , LF <sub>BP</sub> )						
				0	30	60	90	120	0	30	60	90	120		
a	×	×	×												
b	×	×	×				X								
c	○	×	×									X			
d	×	×	×					X				X			X
e	×	×	×	X											X
f	×	○	○	X											X
g	○	○	×									X			
h	×	×	×												X
i	○	×	×												X
j	○	×	×				X				X		X		
k	×	×	×				X				X				
l	×	×	×										X		
m	×	×	○												X

圧計測装置 (JENTOW7700, 日本コーリン製) を用い、左手橈骨動脈圧を連続計測した。また、チューブ式呼吸ピックアップ (TR-755T, 日本光電製) を用いて腹部、胸部において呼吸を計測した。左手母指球表面から発汗計 (SKA2000, SKINOS 製) を用いて発汗量をカプセル換気法により測定した。心電図と呼吸は、生体用アンプ (AB-610J, 日本光電製) を用いて増幅度 26 dB, 0.53 Hz~1 kHz の帯域で差動増幅し、DAT RECORDER (RD-135T, TEAC 製) を用いて DAT テープに記録した。同時に A/D 変換ボード (PCI-MIO-16XE, National Instruments 製) でサンプリング周波数 1 kHz, 量子化ビット数 16 bit で PC に取り込んだ。なお、サンプリングした心電図と呼吸に対して、ローパスフィルタ (カットオフ周波数 30 Hz) を用いて雑音を除去した。その上で、ある閾値を越えた範囲で最大値を示す時点を R 波として RR 間隔時系列を求めた。血圧は RR 間隔内での最大値と最小値を求め、その平均値を R 波と同じ時刻での代表値 (平均血圧) とした。

被験者は、健康な成人男性 11 名, 女性 2 名 (22.5 ± 0.88 歳) である。なお、被験者には事前に実験内容を説明し、実験内容への承諾を得た上で実施した。

実験のプロトコルは安静 5 分, 映像視聴 18 分, 安静 2 分の約 25 分間からなる。実写映像は、自然を背景とし、パラシュート, ボブスレー, ボート, カーレース, ハンググライダー, マウンテンバイク, バンジージャンプ, バイクレースなど動きの激しい 11 種類のスポーツを車搭載カメラから撮影した映像である。

#### 4. 結果

実験後のアンケートで不快感, 気持ち悪さ (軽度の酔い) などの強い情動反応が最も多く, 精神性発汗の量が増えるなどの生理的反応が顕著であったマウンテンバイクに注目した。また, 比較のため, 最もスピード感のあるボブスレーと体感度の高いバイクレースについても同様に解析を行った。

25 セクションの LMV と GMV との相関係数時系列をセクション毎に求めた結果を図 1 に示す。ただし, スクリーン左上を (1, 1), 右上を (1, 5), 左下を (5, 1), 右下を (5, 5) とする。カメラをマウンテンバイクのハンドルに付けているので, スクリーンの上が遠景, 下が近景である。相関係数の絶対値が 0.7 以上となった部分を黒で表示した結果, マウンテンバイクでは GMV のパンと LMV の右左, ボブスレーではチルトと上下との間で画面のほぼ全体にわたり, 長い時間高い相関が持続した。特に, マウンテンバイクはカメラモーション (GMV) に大きく依存した動

きベクトルを持つ映像であった。バイクレースではチルトと上下の間に高い相関を示していたが, 画面の全領域で相関が高いというわけではなかった。

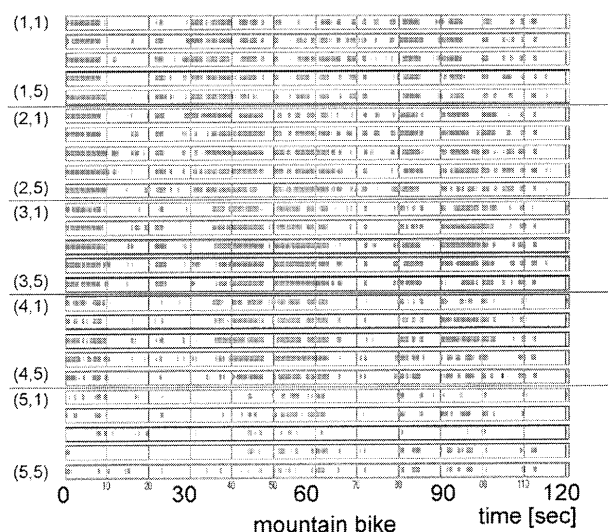


図 1 GMV (パン) と LMV (左右) の相関係数時系列 (マウンテンバイク映像)。相関係数の絶対値が 0.7 以上の区間を黒で示した。なお, スクリーンの左上を (1, 1), 右下を (5, 5) とした。

Fig. 1 Time courses of the correlation coefficient between pan and right/left components in the mountain bike session. The intervals with the absolute value of correlation coefficient greater than 0.7 are painted black at 25 sections (from top-left (1, 1) at distant view to bottom-right (5, 5) at near view) in a screen.

次に, マウンテンバイク視聴時に対して LF 成分, HF 成分の条件から自律神経系活動に影響がある区間の候補を求め, それに基づくきっかけの時刻を特定した結果を被験者毎に表 1 に示す。ただし, 自律神経系活動に影響がある区間を推定する際に, RR 間隔 (RR), 血圧 (BP), 呼吸 (RES) に対して, LF 成分, HF 成分の組み合わせを心拍変動のみによる ( $HF_{RR}$ ,  $LF_{RR}$ ) と, 自律神経系活動により関係の強い ( $HF_{RES}$ ,  $LF_{BP}$ ) とした。その結果, きっかけとなった時刻は 19 箇所であり, 特に 57~62 sec, 66~68sec, そして 94~97 sec 区間に集中していた。なお, これらの区間は LMV と GMV との相関係数が 0.7 以上の区間とほぼ一致していた。

以上のようにして特定したきっかけの時刻が集中する代表的な 2 つの区間 (65~68 sec と 91~94 sec) に対して GMV の時間周波数構造を Wavelet 解析で調べた (図 2)。その結果, 3 Hz 以下の周波数成分が持続すると同時に 5 Hz 以上の帯域にパワーが短時間に出現していた。ただし, この時間周波数構造はズーム, パン, チルトの何れかに固有の特徴ではなく,

どれかの成分に分散して現れていた。

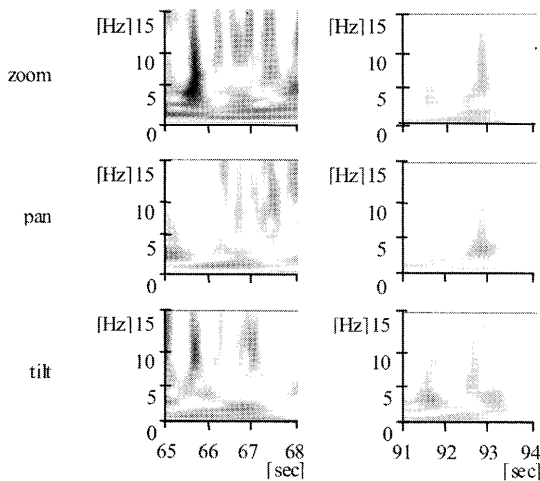


図2 きっかけの時刻 (65-68 sec と 91-94 sec) における GMV の時間周波数構造。

Fig. 2 Examples of time-frequency structure estimated from GMV components at cybersickness-triggering-intervals (65-68 sec and 91-94 sec).

そこで、トライアル全体でこの様な GMV の時間周波数構造がどの程度含まれるかを探るため、ズーム、パン、チルトの時間周波数構造を成分とするベクトルを用いて単純類似度 $\sigma$ を推定し、表1の時間軸上で示した19箇所のきっかけとなった時刻の出現頻度と比較した(図3)。ここで、単純類似度の太線と細線は前後半での代表的なきっかけ時刻(65-68 sec と 91-94 sec)を各々基準とした結果である。

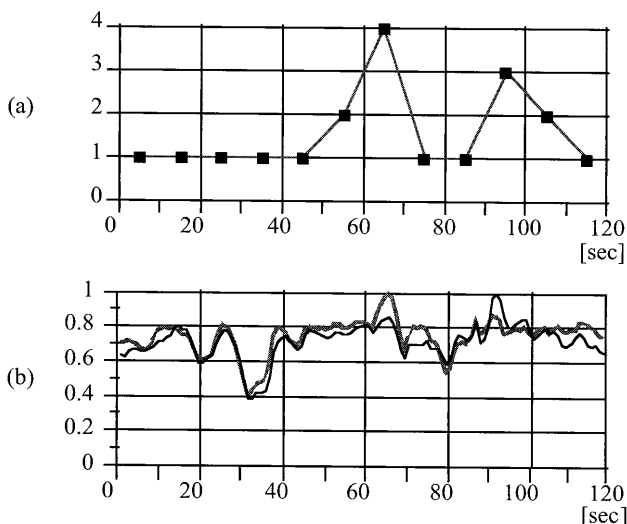


図3 (a) 19 箇所のきっかけとなった時刻の出現頻度と(b) 代表的な2つの区間に対する単純類似度の経時変化(太線: 65-68 sec 区間を基準, 細線: 91-94 sec 区間を基準)。

Fig. 3 Number of cybersickness-triggering-intervals (a) and similarity function (b) with respect to time. Reference intervals for the similarity function are 65-68 sec (bold line) and 91-94 sec.

その結果、2つの単純類似度をあわせたグラフの変化ときっかけの時刻の出現頻度(10 sec 毎に出現数をカウント)が類似していた。ここで重要な点は、酔いの原因となった短時間の時間周波数構造を参照ベクトルとする単純類似度を使うことによって、きっかけの時刻の出現頻度の低い約 60 sec-約 80 sec の区間に存在する短時間の時間周波数構造に対して単純類似度が明らかに減少した点にある。つまり、きっかけの時刻の出現頻度から分かるように、動きベクトルに現れる短時間の時間周波数構造のすべてが酔いの原因ではなく、特定の時間周波数構造に対して発生する映像酔いに対しては、単純類似度でその区間を予測できることを示している。なお、単純類似度の減少は、zoom, pan, tilt の各々の成分における時間周波数構造の違いを意味している。

## 5. 考 察

生体に影響が現れ始めるきっかけの時刻が最も集中する区間で、特徴的な GMV の時間周波数構造を調べた結果、3 Hz 以下の帯域と高周波数成分が同時にどれかの成分に現れる構造となっていた。

きっかけの時刻での GMV の時間周波数構造を実際のシーンと比較してみると、映像生体影響区間における映像はカーブシーンに細かな振動が加わっていることから、予測に反して急に映像が変化するため、視覚情報と経験として脳内に内部モデルとして獲得されている体性感覚情報との間にミスマッチが起こり、不快感が生じたものと思われる[7], [9]。さらに、低周波数成分(3 Hz 以下)が生体に影響を与えた可能性がある。これは、高い周波数が振動と感じるのに対し、低い周波数は移動(ゆれ)と感じる傾向があるためと思われる。実際、0.2 Hz 程度の水平方向の揺れは動揺病を強めるとの報告がある[19]。また、実写映像は、地平線、岩、道路などのコンテンツ情報から進む方向を予測しながら視聴することが可能である。したがって、予測したとおりであれば、その予測時点まで情動や生理反応が増幅される。予測に反して変化した場合、その変化点で情動、生理反応が誘発されるのではないかと[20]。このように、視覚を中心に得られた情報に対して予測を行い、情動などに変化が生じる。

映像視聴開始から 20 sec 後以降、自律神経系に影響が出始めるのに対し、カーブシーンなどによる周波数変化はそれ以前にも見られる。これは、予測に反する動きによるミスマッチが蓄積されることが原因と思われる。実際、自己運動感には潜時が確認されており、視覚刺激にも異なるが、2-60 sec である[21]。これは、脳の反応時間は数 10 ms であり、この

時間のオーダーで視覚情報と体性感覚情報とのミスマッチが繰り返されていると考えられる。映像酔いの区間及びそのきっかけとなった時刻の特定法に関しては、さらに、その他の自律神経活動の評価法（血圧と心拍による $\rho_{max}$  [13])などを参考に検討が必要である。

## 6. むすび

自己運動感のある実写映像視聴時に生体信号を計測し、その生体信号から映像による生体影響の現れる区間の特定を試み、そのきっかけとなった時刻における映像の動きベクトルの特徴を調べた。すなわち、心拍変動、呼吸、血圧を対象に自律神経系活動に関連する指標のふるまいから映像酔いが現れたと思われる区間を特定し、映像酔いのきっかけとなった時刻の出現頻度を求めた。一方、映像の動きベクトルによって映像を定量化することで、スクリーン上でのカメラの動きや、映像酔いのきっかけとなった相関での動きベクトルの時間周波数構造を調べた。

その結果、生体信号による映像酔いのきっかけの時刻の出現頻度と類似したパターンを、きっかけの時刻での動きベクトルから求めた時間周波数構造を参照にした単純類似度によっても表現することができた。今後、さらに被験者数を増やし、映像酔いを示す区間を統計的に洗い出すことによって、酔いの原因となる動きベクトルの時間周波数構造をリストアップする予定である。その上で、リストアップした映像酔いの原因となる動きベクトルの時間周波数構造を参照に、単純類似度法によって映像から映像酔いが起きそうな区間の予測をめざしている。

## 謝 辞

この研究の一部は本研究の一部は、経済産業省・基準認証研究開発事業「映像の生体安全性評価法の標準化」の委託事業として実施したものである。

また、動きベクトルの算出にあたり、NTT サイバースペース研究所 秦泉寺久美氏のご協力に感謝いたします。

## 参考文献

- [1] K. M. Stanney, R. S. Kennedy, J. M. Drexler, and D. L. Harm: "Motion sickness and proprioceptive aftereffects following virtual environment exposure", *Appl Ergon*, Vol. 30, No. 1, pp. 27-38 (1999).
- [2] R. H. So, A. Ho, and W. T. Lo: "A metric to quantify virtual scene movement for the study of cybersickness: Definition implementation, and verification", *Presence*, Vol. 10, No. 2, pp. 192-215 (2001).
- [3] S. Nichols and H. Patel: "Health and safety implications of virtual reality: a review of empirical evidence", *Appl Ergon*, Vol. 33, No. 3, pp. 251-271 (2002).
- [4] R. S. Kennedy, N. E. Lane, K. S. Berbaum, and M. G. Lilienthal: "Simulator Sickness Questionnaire : An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness", *Int. J. Aviation Psychology*, Vol. 3, No. 3, pp. 203-220 (1993).
- [5] T. A. Stoffregen and L. J. Smart, Jr.: "Postural instability precedes motion sickness", *Brain Res Bull*, Vol. 47, No. 5, pp. 437-48 (1998).
- [6] B. J. Yates, A. D. Miller, and J. B. Lucot: "Physiological basis and pharmacology of motion sickness: an update", *Brain Res Bull*, Vol. 47, No. 5, pp. 395-406 (1998).
- [7] W. Bles, J. E. Bos, B. de Graaf, E. Groen, and A. H. Wertheim: "Motion sickness: only one provocative conflict?", *Brain Res Bull*, Vol. 47, No. 5, pp. 481-487 (1998).
- [8] 竹田 仰, 金子照之: "広視野映像が重心動揺に及ぼす影響", *テレビジョン学会誌*, Vol.50, No.12, pp.1935-1940 (1996).
- [9] 中川千鶴, 大須賀美恵子: "VE 酔い研究および関連分野における研究の現状", *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol.3, No.2, pp.31-39 (1998).
- [10] 渡邊 洋, 梅村浩之, 吉田千里, 松岡克典: "周辺視オプティカルフローと中心視奥行知覚のインタラクション", *電子情報通信学会論文誌, D- I*, Vol.J84-D- I, No.5, pp.491-500 (2001).
- [11] 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田 柳: "VE 酔い評価手法の開発に向けての基礎的検討", *人間工学*, Vol.36, No.3, pp. 131-138 (2000).
- [12] 熊田純二: "画質評価の最近の動向", *映像情報メディア学会誌*, Vol.53, No.9, pp.1184-1189 (1999).
- [13] 杉田 典大, 吉澤 誠, 田中 明, 阿部 健一, 山家 智之, 仁田 新一: "血圧-心拍数間の最大相互相関係数を用いた映像刺激の生体影響評価", *ヒューマンインタフェース学会論文誌*, Vol.4, No.4, pp. 39 - 46 (2002).
- [14] 安田浩, 渡辺裕: "デジタル画像圧縮の基礎", *日経BP出版センター*, 東京 (1996).
- [15] 秦泉寺久美, 石橋聡, 小林直樹: "カメラモーション抽出によるスプライト自動生成", *電子情報通信学会論文誌, D- II*, Vol.J82-D- II, No.6, pp.1018-1030 (1999).
- [16] 早野順一郎, 山田眞己, 藤浪隆夫, 横山清子, 渡辺興作, 高田和之: "心拍変動と自律神経機能", *生物物理*, Vol.28, No.4, pp.32-36 (1988).
- [17] 南谷晴之: "疲労とストレス", *バイオメカニズム学会誌特集*, Vol.21, No.2, pp. 58-64 (1997).
- [18] 飯島泰蔵: "パターン認識理論", 第7章, 森北出版 (1989).
- [19] J. F. Golding, M. I. Finch, and J. R. Stott, "Frequency effect

of 0.35-1.0 Hz horizontal translational oscillation on motion sickness and the somatogravic illusion", *Aviat. Space Environ. Med.*, Vol. 68, No. 5, pp. 396-402 (1997).

- [20] 寫田広幸, 加藤博一, 井口征士: "人間の予期プロセスによる生理反応", *電子情報通信学会論文誌, A*, Vol.J80-A, No.5, pp.838-845 (1997)
- [21] 狩野千鶴: "自己運動知覚と視覚系運動情報", *心理学評論*, Vol.34, No.2, pp.240-256 (1991).

(2004年7月22日受付)

[著者紹介]

木竜 徹 (正会員)



1977年新潟大学大学院工学研究科修了。同年新潟大学助手をへて、1995年新潟大学大学院教授、現在に至る。生体信号(表面筋電図や心拍変動など)からみた運動における生体機能の解析、及び、健康支援システムの開発に関する研究に従事。工学博士。

南保 洋子 (非会員)



2003年新潟大学大学院自然科学研究科情報・計算機工学専攻修士課程了。在学中、映像の定量化と生体情報の解析による映像酔いの研究に従事。同年、アロカシステムエンジニアリング入社。工学修士。

野村 恵里 (非会員)



新潟大学大学院自然科学研究科情報・計算機工学専攻修士課程在学中。映像の動きベクトルの時間周波数構造と自律神経関連指標の対比による映像酔いの研究に従事。

板東 武彦 (非会員)



1974年東京大学大学院博士課程、医学研究科修了。1971年大阪大学助手、1980年山梨医科大学助教授、1987年新潟大学教授、現在に至る。専門領域：神経生理学。眼球運動系を中心とした脳神経機能・自律神経機能の解析に関する研究に従事。医学博士。

小林 直樹 (非会員)



1981年東京工業大学大学院物理情報工学専攻修士課程了。同年、日本電信電話公社電気通信研究所入所。以来、マルチメディア入力技術、画像圧縮符号化技術などの研究開発に従事した後、現在、NTT東日本研究開発センターにてブロードバンド系サービスのシステム開発に従事。情報処理学会情報規格調査会SC29委員長。画像電子学会企画委員。工学博士。